

BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND  
DEUTSCHES PATENTAMT  
AUSLEGESCHRIFT 1 103 522  
V 13292 VIII d/30k

ANMELDETAG: 24. OKTOBER 1957  
BEKANNTMACHUNG  
DER ANMELDUNG  
UND AUSGABE DER  
AUSLEGESCHRIFT: 30. MÄRZ 1961

Abatmungseinrichtung  
für mittels Ultraschall erzeugte Aerosole

Anmelder:

VEB Transformatoren- und Röntgenwerk  
Dresden,  
Dresden-N 30, Overbeckstr. 48

Dr. Gustav Pickroth, Jena,  
ist als Erfinder genannt worden

Die Erfindung betrifft eine Abatmungseinrichtung für mittels Ultraschall erzeugte Aerosole, welche eine Dosierung der inhalierten Medikamentenmenge gestattet und welche ein Speichergefäß für das Aerosol aufweist, in dem gegenüber dem umgebenden Raum kein Überdruck vorhanden ist.

Es sind Aerosolerzeuger bekannt, bei denen zum Zerkleubern des flüssigen Medikaments Prüfluft Anwendung findet. Dort werden die in Luft suspendierten Stoffe über ein als Prüflüch wirkendes System geleitet, um die in der Suspension vorhandenen Tröpfchen großen Volumens auszuscheiden. Der Zerstäuber dieser Aerosoleinrichtung ist dabei in einem Gefäß angeordnet, welches gleichzeitig der Speicherung des Aerosols dient und mit der Außenluft über Ventile in Verbindung steht. Bei dieser Ausführung ist es besonders von Nachteil, daß sich das Aerosol nicht gleichmäßig in dem Speichergefäß verteilt und deshalb eine Anpassung an die recht unterschiedlichen Atemvolumina des jeweils angeschlossenen Patienten nicht möglich ist. Hinzu kommt noch, daß bei solchen Geräten in den Speichergefäßen ein Überdruck herrscht, welcher die gewünschte natürliche freie Atmung des Patienten nicht zuläßt. Dies ist aber vom medizinischen Standpunkt aus gesehen ungünstig. Außerdem gestatten die vorstehend beschriebenen Aerosolgeräte keine genaue Dosierung der verabreichten Medikamentenmenge.

Bekannte Ultraschall-Aerosolgeräte zur Inhalation für Einzelpersonen benutzen auch die üblichen für die isovernebelung angewandten Inhalationssysteme. Lediglich die Vernebelung erfolgt dort mit Ultraschallschwingungen. Die bei der Anwendung von Ultraschallschwingungen erforderliche Konstanthaltung des Flüssigkeitspegels erfolgt bei diesen Geräten entweder unter Anwendung von Vernebelungsgefäßen großer Oberfläche oder mit Schwimmermechanismen bzw. unter Anwendung eines Flüssigkeitsnachschlaufs.

Bei einer Reihe von bekanntgewordenen Aerosolgeräten sind zur Umschaltung des Aerosolstromes sowohl bei Anwendung von Düsenverneblern als auch bei der Anwendung von Ultraschallverneblern Ventile in den Aerosolstrom eingeschaltet worden. Diese haben den Nachteil, daß sich an deren Kanten und Flächen ein Teil des Aerosols niederschlägt.

Mittels Ultraschall hergestellte Aerosole sind praktisch homogen und, da zur Erzeugung keine Prüfluft benötigt wird, sehr dicht. Das am Außenmantel des Ultraschall-Flüssigkeitsstrudels entstehende Aerosol unterliegt weiter keiner Strömung. Die Verwendung der bisher benutzten Inhalationseinrichtungen für mittels Ultraschall hergestellte Aerosole haben aber weiterhin verschiedene Nachteile. So ist es bisher nicht möglich, das Aerosol mit einer vorbestimmten

möglichst hohen Dichte zu verabreichen. Außerdem war eine Dosierung mit ausreichender Genauigkeit nicht gegeben. Bei den bisher bekannten Einrichtungen trat weiter der Nachteil auf, daß das in der Expirationsphase erzeugte Aerosol sich infolge seiner hohen Dichte teilweise wieder niederschlug. Außerdem war es nicht möglich, das in der Expirationsphase und in der Inspirationsphase erzeugte Aerosol gleichmäßig über das gesamte Einatemungsvolumen zu verteilen.

Diese Nachteile werden beseitigt durch die Anwendung einer Abatmungseinrichtung, die erfindungsgemäß mittels einer in ihrer Förderleistung regelbaren Umwälzeinrichtung das erzeugte Aerosol in einem solchen Teilvolumen des Speichergefäßes verteilt, das gleich dem jeweiligen Atemvolumen des Patienten ist.

An Hand eines Ausführungsbeispiels wird die Erfindung näher erläutert:

Fig. 1 zeigt die erfindungsgemäße Einrichtung, während in

Fig. 2 bis 5 die verschiedenen Zustände über einen Atmungsvorgang dargestellt sind. Dabei stellt

Fig. 2 den Zustand am Ende der Ausatmung dar; Fig. 3 zeigt den Zustand während und

Fig. 4 den Zustand am Ende der Einatmung, in Fig. 5 ist der Zustand während der Ausatmung dargestellt.

In Fig. 1 trägt der Ausgleichsbehälter die Bezeichnung 1; sein Volumen ist größer als das maximale Atemvolumen eines Patienten. Der Einlaßstutzen ist mit 2, das Eintrittsventil mit 3, der Einatemungstutzen mit 4, dessen Mundstück mit 5 und das Ausatemungsventil mit 6 bezeichnet. Unter dem Speichergefäß befindet sich der Ultraschallschwinger 7 in einer

Best Available Copy

Koppelflüssigkeit 8. Dieser strahlt die Ultraschall-Energie durch eine Membran 9 in die im Vernebelungsraum 11 befindliche Vernebelungsflüssigkeit 10 ab. Um den Ultraschallsprudel 12 ist ein Tropfenfang 13 angeordnet. Weiterhin ist am Speicher 1 eine regelbare Umwälzeinrichtung 14 angebracht. Die von dieser beförderte Luft wird mit Hilfe der Luftführung 15 in den Vernebelungsraum geleitet. Der Patient ist an das Mundstück 3 dicht angeschlossen. Er trägt zur Vermeidung des Ausströmens von Nebelluft eine Nasenklemme.

Vor Beginn der Atmung sind die Ventile 6 und 3 geschlossen. Das erzeugte Aerosol wird durch die Luft der Umwälzeinrichtung mitgenommen und verteilt sich steigend im Speichergefäß. Bei Beginn der Abatmung öffnet sich das Eintrittsventil 3, während das Ausatemungsventil 6 geschlossen bleibt. Während der Patient das in der Expirationsphase erzeugte und gespeicherte Aerosol und das in der Inspirationsphase erzeugte Aerosol inhaliert, strömt durch das Ventil 3 von außen Luft nach. Bei Beendigung der Inspiration ist das gespeicherte Aerosol vollständig oder nahezu vollständig abgeatmet, und das Eintrittsventil schließt wieder. Die Umwälzeinrichtung beginnt erneut das erzeugte Aerosol im Speichergefäß zu verteilen. Mit Beginn der Expiration öffnet sich das Ventil 6, während das Ventil 3 geschlossen bleibt, so daß die Luft durch das Ventil 6 ausströmt, jedoch nicht in den Speicher zurückgedrückt wird.

Der Flüssigkeitsnachlauf besteht aus einem Vorratsgefäß 16, das beidseitig durch die Hähne 18 und 19 verschließbar ist und eine genaue Meßkala besitzt, sowie dem Niveaugefäß 17, das über zwei Rohre mit dem Speichergefäß verbunden ist. Speichergefäß und Niveaugefäß sind vorzugsweise in der Höhe verstellbar angeordnet. Das Niveaugefäß und die Vernebelungsflüssigkeit im Speichergefäß sind unter Anwendung des Prinzips der kommunizierenden Röhren durch die Röhren 20 und 21 verbunden. Durch die Rohrleitung 21 wird ein Druckausgleich über beiden Flüssigkeitsspiegeln herbeigeführt, so daß sich beiderseits das gleiche Niveau einstellt. Die Ausflußöffnung des Vorrats- bzw. Meßgerätes 16 ist vorzugsweise abgeschrägt und ragt in das Niveaugefäß. Zum Füllen des Meßgefäßes 16 wird der Hahn 18 geschlossen und der Hahn 19 geöffnet. Im Betrieb ist der Hahn 19 geschlossen und der Hahn 18 geöffnet. Die Flüssigkeit aus dem Vorratsgefäß läuft nur so lange aus, bis der Flüssigkeitsspiegel die Austrittsöffnung verschließt. Sinkt durch die Vernebelung das Niveau ab, so fließt die Flüssigkeit nach. Damit stellt sich ein konstantes Niveau automatisch ein. Durch Höhenverstellung 22 des Flüssigkeitsnachlaufes kann auch das Niveau der Flüssigkeit im Vernebelungsraum gegenüber der Brennpunkthöhe des Ultraschallschwingers verstellt werden. Da, wie bereits erwähnt, die gesamte erzeugte Aerosolmenge bei richtiger Einstellung der Fördermenge der Umwälzeinrichtung inhaliert wird, ergibt sich aus der Differenz der

Flüssigkeitsmenge im Vorratsgefäß bei Beginn und Ende der Inhalation die inhalierte Dosis.

Es ist auch zweckmäßig, die ansaatemte Luft in ein Gefäß zu leiten und dort die noch darin enthaltenen Aerosolmengen abzufiltern. Die Differenz aus der inhalierten und der exhalieren Medikamentenmenge ergibt die tatsächlich applizierte Dosis.

Dadurch, daß die Umwälzeinrichtung regelbar ausgeführt ist, besteht die Möglichkeit, die in der Expirationsphase gespeicherte Aerosolmenge im Voraus zu bestimmen und auf das Atemvolumen des Patienten abzustimmen. Es ist auch möglich, die Dichte des Aerosols durch Veränderung der Leistung des Ultraschallgebers und der Umwälzeinrichtung zu regeln.

Besonders vorteilhaft ist es auch, daß die Ventile bei der erfindungsgemäßen Ausführung außerhalb des Aerosolstromes liegen, weil einmal, wie schon erwähnt, der Niederschlag des Aerosols, insbesondere am Eintrittsventil, vermieden wird und zum zweiten die physiologischen Atemverhältnisse weitgehend erhalten bleiben, da ein leichtgängiges Eintrittsventil verwandt werden kann.

#### PATENTANSPRÜCHE:

1. Abatmungseinrichtung für mittels Ultraschall erzeugte Aerosole, welche eine Dosierung der inhalierten Medikamentenmenge gestattet und welche ein Speichergefäß für das Aerosol aufweist, in dem gegenüber dem umgebenden Raum kein Überdruck vorhanden ist, dadurch gekennzeichnet, daß mittels einer in ihrer Förderleistung regelbaren Umwälzeinrichtung das erzeugte Aerosol in einem solchen Teilvolumen des Speichergefäßes verteilt wird, das gleich dem jeweiligen Atemvolumen des Patienten ist.

2. Abatmungseinrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß mit ihr eine Einrichtung zusammenwirkt, welche automatisch den Flüssigkeitsspiegel der zu vernebelnden Flüssigkeit unabhängig von der eingestellten Vernebelungsleistung konstant hält und gleichzeitig eine Messung des Volumens der vernebelten Flüssigkeit gestattet.

3. Abatmungseinrichtung nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß zur automatischen Konstanthaltung des Flüssigkeitspegels zwei Gefäße (16, 17) übereinander angeordnet und mit einer Rohrleitung verbunden sind, deren unterer Teil in der Höhe des konstant zu haltenden Flüssigkeitspegels endet, wobei das obere Gefäß luftdicht verschlossen ist.

In Betracht gezogene Druckschriften:  
Deutsche Patentschrift Nr. 694 766;  
deutsche Auslegeschrift Nr. 1 003 147;  
USA.-Patentschrift Nr. 2 625 156;  
Werbeschrift P 6420 der Firma Drägerwerk, Lübeck.

Hierin 1 Blatt Zeichnungen



